

;AP20 Rec'd PCT/PTO 17 JUL 2006

Kurzkohärenz-interferometrische Längenmessung am Auge

Die vorliegende Anmeldung betrifft ein **Messverfahren der diagnostischen Ophthalmologie**, insbesondere Messanordnungen für die Messung von Teilstreckenlängen am Auge im Zusammenhang mit der Katarakt-Chirurgie und der refraktiven Augenchirurgie.

Stand der Technik: Bei der Katarakt-Chirurgie und der refraktiven Augenchirurgie wird durch geeignete Wahl der Brechkraft der zu implantierenden Intraokularlinse eine bestimmte Brechkraft des Auges erhalten oder erzielt. Hierzu ist die Messung des refraktiven Ausgangszustands des Auges und, gegebenenfalls, nach erfolgter Operation, auch die Messung des refraktiven Endzustands erforderlich. Hierzu finden Keratometer zur Messung der Hornhautkrümmung Verwendung und akustische oder optische Längenmessverfahren zur Bestimmung der axialen Teilstrecken des Auges.

Die Bestimmung der axialen Augenlänge erfolgt heute bereits sehr häufig mittels optischer Kurzkohärenz-Interferometrie, die gegenüber der bisher dominierenden Ultraschall-Methode die Vorteile der berührungsfreien und hochpräzisen Arbeitsweise hat. Bei der Kurzkohärenz-Interferometrie treten Interferenzen nur dann auf, wenn sich Objekt und Referenzspiegel bis auf die Kohärenzlänge l_C im gleichen optischen Abstand vom Strahlteiler befinden, oder, anders ausgedrückt, die betreffende Objektstruktur befindet sich „im Kohärenzfenster“. Zur Messung der Distanzen von Objektstrukturen werden diese – bei der üblichen time-domain-Methode – durch kontrolliertes Verschieben eines Spiegels im Referenz- oder Messstrahl zeitlich hintereinander in das Kohärenzfenster gebracht. Die Messgenauigkeit ist daher durch die Kohärenzlänge l_C des Messlichtbündels gegeben, welche neben der Wellenlänge λ hauptsächlich von dessen spektraler Breite $\Delta\lambda$ abhängt (genau genommen spielt auch die Form des Spektrums eine Rolle):

$$l_C \sim \lambda^2 / \Delta\lambda. \quad (1)$$

Das Kohärenzfenster hat in der ophthalmologischen Kurzkohärenz-Interferometrie meist eine Länge (= l_C) von einigen Mikrometern.

Im Gegensatz zu der klassischen optischen Kurzkohärenz-Interferometrie, bei der der Referenzspiegel des Interferometers die gesamte zu messende Wegstrecke abfährt oder „scannt“,

hat man für die ophthalmologische Augenlängenmessung spezielle Verfahren entwickelt. Diese erlauben es, trotz Distanzen am Auge bis zu etwa 30 Millimeter, diese auch an instabilen, weil lebenden Objekten, zu messen. Einer der Auswege zur Lösung dieses Problems bei der Kurzkohärenz-interferometrischen Messung des Abstands von in der Tiefe separierten instabilen Strukturen ist die Verwendung des sogenannten Dual-Beam Verfahrens. Dieses Verfahren wird in der Offenlegungsschrift DE 3201801A1 beschrieben. Dabei wird die Cornea und die in der Tiefe separate andere Augenstruktur, beispielsweise der Fundus, von einem Doppel-Messstrahl beleuchtet. Dieser duale Messstrahl wird von zwei Ausgangsstrahlen eines Michelson-Interferometers unterschiedlicher Weglängen gebildet. Mit Hilfe einer diffraktiven Linse wird dieser Messstrahl gleichzeitig auf Cornea und auf Fundus fokussiert. Das Michelson-Interferometer wird auf die Distanz Cornea/Fundus abgestimmt. Dazu genügt eine Interferometerspiegel-Scan-Strecke von wenigen Millimetern. Dieser Abgleich wird mittels der hierbei auftretenden Interferenzen von Kurzkohärenz-Licht festgestellt. Da hiefür nur die Distanz Cornea/Fundus ausschlaggebend ist, werden interferometrische Stabilitätsanforderungen in idealer Weise erfüllt; die Messung bleibt von Bewegungen des Auges unbeeinträchtigt.

Auch bei den in der Patentanmeldung WO 01/38820A1 beschriebenen Verfahren werden die zwei in der Tiefe distanzierten Objektbereiche mit einem Doppel-Messstrahl beleuchtet. Hier wird aus dem das Messobjekt beleuchtenden Messstrahl vor dem Messobjekt zunächst ein weiterer Messstrahl mittels eines Strahlteilers ausgespiegelt und nach Durchlaufen eines Umwegs, in dem auch eine zusätzliche brechende Optik zur Fokussierung angeordnet sein kann, wieder in den ursprünglichen Messstrahl eingespiegelt. Dieses Verfahren reduziert die Interferometerspiegel-Scan-Strecke auf einen kleineren Wert als die zu messende Wegstrecke. Bei entsprechend schnellem Scannen kann dieses Verfahren die interferometrischen Stabilitätsanforderungen ebenfalls erfüllen.

Die angeführten Verfahren haben jedoch den Nachteil, daß das Messlicht gleichzeitig zwei oder mehr distanzierte Objektbereiche beleuchtet. Das jeweils nicht zur Messung benutzte Licht erzeugt einen störenden Untergrund und Rauschen. Ferner ist dadurch ein Fokussieren des Messlichts auf die jeweilige Messstelle schwierig zu realisieren; insbesondere bei mehreren distanzierten Objektbereichen wird diese Problematik gravierend. Die moderne ophthalmologische Längenmessung am Auge erfordert jedoch mehr als eine Strecke zu messen,

nämlich zusätzlich zur Augenlänge noch Distanzen wie die Vorderkammertiefe und die Cornea- und Augenlinsendicke.

Es ist daher die **technische Aufgabe der Erfindung**, Kurzkohärenz-Interferometer zur Messung der Teilstrecken des Auges anzugeben, die den Messstrahl auf die jeweiligen Kohärenzfenster fokussieren und weiters die erforderlichen Interferometerspiegel-Scan-Strecken auf kleinere Strecken als die zu messende Distanz reduzieren.

Dies wird **erfindungsgemäß** durch ein Kurzkohärenz-Interferometer gelöst, in dem ein 90-Grad-Spiegel und eine Fokussieroptik gemeinsam eine periodische Hin-und-her Bewegung so ausführen, dass der von der Fokussieroptik erzeugte und mittels einer Relais-Optik auf das Auge abgebildete Messstrahlfokus synchron mit dem Kohärenzfenster von der Cornea entlang der optischen Achse des Auges bis zur Fovea centralis bewegt wird und weiters mittels mehrerer Reflektoren unterschiedliche Weglängen in den Mess- und Referenzstrahlengängen erzeugt werden.

Die Figur 1 erläutert zunächst die geometrische Optik des Tiefenscans am Auge: 101 ist der bewegte Fokus des Messstrahls eines Kurzkohärenz-Interferometers, der sich entlang der durch den Doppelpfeil 102 angedeuteten Strecke der Länge S bewegt. Der Fokus 101 wird mittels einer Relais-Optik 103 auf das Auge 104 abgebildet. Die kurzkohärenz-interferometrische Bedingung ist hierbei, dass für eine Bewegung des Fokus 101 um die optische Länge $S = L$ des Auges (beim Gullstrand-Auge ist L etwa gleich 33 mm), das Bild 101' des Fokus 101 die gesamte Länge des Auges 104 vom Corneascheitel 105 bis zur Fovea centralis 106 abtasten soll. Es soll also der Punkt 107 am Ende dieser Bewegung in den Punkt 106 abgebildet werden. Dies erreicht man für eine Optik der Brennweite f , wenn sich der Corneascheitel im Abstand

$$b_0 = \frac{f(f+L)}{L} \quad (2)$$

von der Relais-Optik 103 befindet. Benutzt man beispielsweise eine Optik der Brennweite $f = 33$ mm, so ist für das Gullstrand-Auge $b = 66$ mm.

Für ein gutes kurzkohärenz-interferometrisches Signal muß weiters der Messstrahl innerhalb des Kohärenzfensters auf das Objekt fokussiert werden. Die in der Figur 1 beschriebene Anordnung gewährleistet zwar, dass, wenn das Kohärenzfenster an der Cornea mit dem Fokus 101' zusammenfällt, es dann auch an der Fovea centralis mit dem Fokus des Messstrahls im Punkt 106 zusammenfällt, jedoch ist das auf der dazwischenliegenden Strecke nicht vollständig gewährleistet. Das sieht man, wenn man den Verlauf der Fokusposition vom Corneascheitel 201 (Figur 2) in das Innere des Auges verfolgt. Wegen der Lichtbrechung an der Cornea 211 verschiebt sich der Fokus eines auf einen Punkt 210 hinter der Cornea 211 fokussierten Lichtbündels 212 um eine geringere Strecke (t) als das Lichtbündel selbst (T) und damit das Kohärenzfenster. Der neue Fokus liegt nicht im Punkt 210 sondern bei 213, siehe Figur 2. Außerdem liegt das Kohärenzfenster nicht bei 210, sondern in der optischen Distanz $n_G \cdot T$, mit n_G = Gruppenindex, vom Scheitel entfernt.

Dieses Auseinanderlaufen von Kohärenzfenster und Messbündelfokus ist besonders bei Messungen im vorderen Augenabschnitt von Bedeutung, weil dort Strukturen liegen (Rückfläche der Cornea, Vorder- und Rückfläche der Augenlinse), die mit hoher Präzision gemessen werden sollten. Man kann dieses Auseinanderlaufen für den vorderen Augenabschnitt dadurch minimieren, dass man die Anfangskoinzidenz von Fokus 210 und Kohärenzfenster nicht – wie üblich – für Punkte außerhalb des Auges, also beispielsweise für den Corneascheitel, sicherstellt, sondern für einen Punkt etwa in der Mitte der Vorderkammer, beispielsweise 3 mm hinter dem Scheitel. Dies wird durch entsprechende Positionierung des Reflektors für das Kohärenzfenster der Cornea erreicht. Hierzu wird die Interferometer-Armlänge mittels des Justiertisches 358, 558 oder 758 eingestellt.

Eine erste erfindungsmäßige Anordnung ist in der Figur 3 dargestellt. Dort emittiert eine Kurzkohärenz-Lichtquelle 301, beispielsweise eine Superlumineszenzdiode, einen zeitlich teilkohärenten und räumlich möglichst vollständig kohärenten Lichtstrahl 302, der mittels einer Optik 303 den Strahlteiler 304 beleuchtet. Der Strahlteiler 304 teilt den Lichtstrahl 302 in Messstrahl 315 und Referenzstrahl 305. Der Referenzstrahl 305 wird von dem Referenzspiegel 306 in Richtung Strahlteiler 308 reflektiert. Er durchsetzt dabei 2 mal die zwei Dispersions-Kompensationsprismen 307 und 307'. Nach Durchlaufen des Strahlteilers 308 trifft der Referenzstrahl 305 auf die Optik 310 und wird von dieser auf den Photodetektor 311 fokussiert.

Der vom Strahlteiler 304 (in der Zeichnung nach links) reflektierte Messstrahl 315 wird von dem 90-Grad-Spiegel 316 um 90° aus seiner ursprünglichen Richtung reflektiert und trifft auf den Reflektorspiegel 317, der hier als verspiegelte Rückfläche einer Planplatte 318 ausgebildet ist. Es versteht sich von selbst, dass hier auch andere Spiegel verwendet werden können, beispielsweise Oberflächenspiegel mit der Reflektorseite dem eintreffenden Strahl zugewandt. Der reflektierte Messstrahl 315' wird von dem 90-Grad-Spiegel 316 wiederum auf den Strahlteiler 304 gerichtet, durchläuft diesen sowohl als auch den Strahlteiler 308 geradlinig und wird von der Fokussieroptik 319 – als Messstrahl 334 – in den Fokus 320 fokussiert. Der Fokus 320 befindet sich – wie beispielsweise in der Figur 3 gezeichnet – in der doppelten gegenstandseitigen Brennweite der Relais-Optik 321. Die Relais-Optik 321 bildet den Fokus 320 auf das Auge 323 ab. Der Fokus 320 wird – wie beispielsweise in der Figur 3 gezeichnet – in der doppelten bildseitigen Brennweite der Relais-Optik 321 in den Punkt 322 abgebildet. Der Punkt 322 befindet sich auf der Cornea eines Auges 323, dessen Länge L gemessen wird.

Die Strahlteiler 304 und 308 können zur Vermeidung von störenden Reflexionen und zur Optimierung der Strahlintensitäten als polarisierende Strahlteiler ausgebildet werden. Dann kann man durch Drehen eines Linearpolarisators 330 das Teilungsverhältnis Referenzstrahlintensität zu Messstrahlintensität so optimieren, dass man am Photodetektor 311 optimales Signal-zu-Rausch-Verhältnis erhält. Ferner kann man nach dem Strahlteiler 304 im Messstrahl 315 eine $\lambda/4$ -Platte 331 unter 45° zur Polarisationsrichtung anordnen. Dann wird der Reflektor 317 von einem zirkular polarisierten Lichtbündel 315 beleuchtet, welches nach Reflexion als Lichtbündel 315' gegenläufig zirkular polarisiert ist und nach einem weiteren Durchsetzen der $\lambda/4$ -Platte 331 wieder linear polarisiert wird und zwar orthogonal zur ursprünglichen Polarisationsrichtung. Dieser Strahl 332 durchsetzt daher die polarisierenden Strahlteiler 304 und 308 ohne Reflexionsverluste und trifft auf eine weitere $\lambda/4$ -Platte 333, unter 45° angeordnet. Hier wird der Messstrahl 334 wiederum zirkular polarisiert und von der Fokussieroptik 319 in den Fokus 320 und weiter von der Relais-Optik 321 in den Fokus 322 fokussiert. Der Corneascheitel reflektiert das Lichtbündel 324, nunmehr entgegengesetzt zirkular polarisiert. Dieses zurück laufende Messlichtbündel 324 wird von der $\lambda/4$ -Platte 333 wiederum linear, orthogonal zu der Polarisationsrichtung des Bündels 332, polarisiert und vom polarisierenden Strahlteiler 308 daher

zu 100 % in Richtung Optik 310 reflektiert und von dieser am Photodetektor 311 fokussiert. Auf diese Weise werden im Messstrahl Leistungsverluste weitgehend vermieden.

Der linear polarisierte Referenzstrahl 305 durchsetzt nach der Reflexion am Referenz-Reflexionsprisma 306 die Dispersions-Kompensatoren 307 und 307' und den Strahlteiler 308 und wird ebenfalls von der Optik 310 am Photodetektor 311 fokussiert. Mit dem Linearpolarisator 326 kann die Größe der aus Mess- und Referenzstrahl miteinander interferierenden Komponenten eingestellt werden. 326 wird so orientiert, dass am Photodetektor 311 optimales Signal-zu-Rausch-Verhältnis auftritt.

Das beschriebene Kurzkohärenz-Interferometer ist auf einer Platte 300 aufgebaut. 90-Grad-Spiegel 316 und Fokussieroptik 319 befinden sich auf einer in Richtung der strichpunktiert gezeichneten Interferometerachse 340 um die Strecke S beweglichen Scannerplatte 335 (33 5'). Die Scannerplatte 335 kann der bewegte Schlitten eines Voice Coil Scanners - beispielsweise der Firma Physik Instrumente - oder eines Ultraschall-Scanningtisches oder einer anderen entsprechenden Vorrichtung sein, dessen Fußplatte 356 auf der Grundplatte 300 befestigt ist. Hingegen befinden sich die Komponenten 301, 302, 303, 304, 331, 308, 333, 326, 310, und 311 auf einer fest mit der Grundplatte 300 verbundenen Trägerplatte 357, die die Scannerplatte 335 überbrückt.

Das Reflexionsprisma 306 ist auf einem Verschiebetalisch 358 montiert. Seine Position kann so abgestimmt werden, dass sich das Kohärenzfenster bei der in der Figur 3 durch zusammenhängende Linien dargestellten Konfiguration der Scannerplatte 335 des Interferometers am Corneascheitel des Auges 323 befindet. Bewegt sich nun die Scannerplatte 335 – auf dieser sind der 90-Grad-Spiegel 316 und die Fokussieroptik 319 montiert – in Richtung der strichpunktiert gezeichneten Interferometerachse 340 um die Strecke S, dann verkürzt sich der Messstrahlengang in der Zeichnung links vom Strahlteiler 304 um 2 mal S. Die Folge ist, dass sich das Kohärenzfenster um die Strecke S vom Corneascheitel in das Auge verschiebt. Um die Augenlänge zu messen, kann man nun das Kohärenzfenster um die gesamte optische Augenlänge L nach rechts verschieben und diese Strecke anhand der dann auftretenden Kurzkohärenz-Interferenzen des vom Fundus 325 reflektierten Lichts mit dem Referenzlicht abgrenzen. Alternativ kann die Position des Reflexionsprismas 306, wie oben ausgeführt, mit

Hilfe des Verschiebetisches 358 so abgestimmt werden, dass der Fokus für einen Punkt etwa in der Mitte der Vorderkammer des Auges in der Mitte des Kohärenzfensters liegt. Eine solche Justierung ist besonders dann von Interesse, wenn es um präzise Messungen der Vorderkammergeometrie geht.

Die Genauigkeit kurzkohärenz-interferometrischer Messungen wird durch Dispersion in den Interferometerarmen beeinträchtigt. Zur Erzielung der maximal möglichen Genauigkeit, die etwa von der Größe der Kohärenzlänge l_C ist, muß die Dispersion in den beiden Interferometerarmen möglichst gleich groß sein – man spricht dann von „Dispersionskompensation“. Die durch die Interferometerbauteile bedingte Dispersion kann durch entsprechend gewählte Dicken der Spiegelplatte 318 oder durch zusätzliche Planplatten (350, 350') erreicht werden. Die objektabhängige Dispersion kann durch gegenseitiges Verschieben (Doppelpfeile 351 und 351') zweier Keilplatten (307, 307') im Referenzarm kompensiert werden.

Zur Beobachtung der Position des Probandenauges 323 relativ zum Messstrahl kann im Messstrahl ein teildurchlässiger Spiegel 362 angeordnet werden. Diese Beobachtung kann direkt (363), mit Hilfe eines Okulars 364 oder mit Hilfe einer Fernsehkamera 365 erfolgen. Hierzu kann es sinnvoll sein, das Probandenauge 323 zusätzlich mit einer inkohärenten Lichtquelle 366 zu beleuchten. Zur präzisen Positionierung des Probandenauges auf der Interferometerachse 340 kann auch das Bild 370 einer Strichplatte 371 benutzt werden, welches über einen teildurchlässigen Spiegel 372 auf die Probanden-Cornea gespiegelt wird.

Die soweit beschriebenen Verfahren haben den Nachteil, dass die Scannerplatte 335 um die gesamte Augenlänge L verschoben werden muss, was zeitaufwendig ist.

In einer weiteren Ausformung der Erfindung wird nun vor dem Reflektor 317 ein weiterer Reflektor 517 angeordnet, wie in der Figur 4 dargestellt. Dieser Planspiegel befindet sich von dem Reflektor 317 in einem bekannten Abstand D . An diesem Spiegel wird bereits ein Teil des Messlichtstrahls 315 reflektiert. Dieser Teil des Messlichtstrahls 315' hat gegenüber dem am Reflektor 317 reflektierten Messlicht bereits ein um die optische Länge D am Auge nach rechts versetztes Kohärenzfenster. Hat man das Interferometer so justiert, dass das vom („Cornea-assozierten“) Reflektor 317 reflektierte Messlicht nach Reflexion an der Cornea Kurzkohärenz-

Interferenzen mit dem Referenzlicht erzeugt, dann genügt bereits eine Verschiebung der Scannerplatte 335 um die Strecke $S = L - D$ um Kurzkohärenz-Interferenzen des vom („Fundus-assozierten“) Reflektor 517 auf den Augenfundus gerichteten und dort reflektierten Lichtbündels mit dem Referenzlicht auftreten zu lassen. Aus der so kurzkohärenz-interferometrisch gemessenen Strecke $L - D$ und der bekannten Strecke D erhält man die Augenlänge L . Der Abstand des Corneascheitels von der Relais-Optik 321 muß nun

$$b = f + \frac{f^2}{L - D} \quad (3)$$

betragen.

Die im Zusammenhang mit der Anordnung nach Figur 3 beschriebenen Modifizierungen zur Vermeidung von störenden Reflexionen, zur Dispersionskompensation und zur Beobachtung der Position des Probandenauges lassen sich auch in dem Strahlengang nach Figur 4 sinngemäß realisieren. Man kann ferner die Position des Reflektors 317 und das Dachkantprisma 306 mit Hilfe der Verschiebetische 558 und 358 durch axiales Verschieben (Doppelpfeile 559) so auf die aktuellen Teilstreckenlängen des Auges abstimmen, dass der erforderliche mechanische Scavorgang durch die Scannerplatte 335 des Kurzkohärenz-Interferometers auf wenige Millimeter reduziert wird. Dadurch wird der Messvorgang am Auge nicht nur erheblich beschleunigt, sondern auch der Einsatz billigerer Scanner ermöglicht.

Weiters können neben der Augenlänge auch die verschiedenen intraokulären Teilstrecken gemessen werden. Hierzu kann man weitere Reflektoren anordnen, die in der Tiefe gestaffelt sind; beispielsweise einen Reflektor 519 so, daß dessen Position etwa der Position der Linsenvorderfläche entspricht. Dann kann man anhand der entsprechenden Kurzkohärenz-Interferenzen auch den Abstand Cornea-Augenlinse messen.

Die Trägerplatten der Reflektoren (318, 518, 519) können in ihrer Dicke der erforderlichen Dispersions-Kompensation entsprechend angepasst werden.

In den bisher beschriebenen Anordnungen hat man immer noch alle zu den verschiedenen Objektiefen gehörigen Messstrahlen gleichzeitig am Photodetektor, weil die Reflektoren 517 und

519 teildurchlässig sein müssen. Das vermindert die Signalqualität und kann zu Signalverwechslungen führen. Die nachfolgend beschriebene weitere Ausformung der erfindungsgemäßen Anordnung vermeidet diese Probleme.

In der Anordnung nach Figur 5 trifft der von dem 90-Grad-Spiegel 316 um 90° aus seiner ursprünglichen Richtung reflektierte Messstrahl 315 je nach Position der Scannerplatte 335 auf mehrere nicht nur in der Tiefe, sondern auch seitlich gestaffelte Reflektoren 617 (mit Platte 618) und 619 (mit Platte 620). Das hat zur Folge, dass jeweils nur ein einziger Messstrahl an der kurzkohärenz-interferometrischen Messung teilnimmt. Hier können alle Reflektoren voll verspiegelt ausgeführt sein. Alle in der Tiefe separierten Messungen werden nun optisch getrennt ausgeführt. Auch hier braucht die Scannerplatte 335 zur Messung der Augenlänge L nur eine Distanz von etwa $S = L - D$ bewegt zu werden. Auch hier muß der Abstand des Corneascheitels von der Relais-Optik 321 gleich $b = f + \frac{f^2}{L - D}$ betragen.

Die Figur 6 skizziert einen vereinfachten Interferometeraufbau. Hier sind 90-Grad-Spiegel 316 und Fokussieroptik 319 nebeneinander auf der Scannerplatte 335 montiert, die sich in Richtung der optischen Achse 340 periodisch zwischen der durchgezogen gezeichneten Position 335 und der gestrichelt gezeichneten Position 335' hin und her bewegt (Doppelpfeil 560). Die übrigen Bezeichnungen entsprechen denen der vorhergehenden Figuren. Hier erübrigt sich die Trägerplatte 357.

Auch alle anderen im Zusammenhang mit den Figuren 3, 4 und 5 erläuterten Vorrichtungen, wie beispielsweise die Vermeidung von störenden Reflexionen durch polarisationsoptische Massnahmen und die Dispersionskompensation sind für die Anordnung nach Figur 6 ausführbar. Bei Fehlsichtigkeit kann dem Auge 323 eine sammelnde oder zerstreuende Hilfsoptik 339 vorgesetzt werden, welche die Fehlsichtigkeit kompensiert.

Faseroptische Implementierungen der erfindungsgemäßen Anordnungen. Eine vorteilhafte Implementierung der vorliegenden Erfindung erfolgt auf Basis faseroptischer Interferometer. Erfindungsgemäß ausgestaltete Referenz- und Mess-Interferometerarme werden mit den Armen

eines faseroptischen Michelson-Interferometers kombiniert. Es ergeben sich Vorteile, weil die zentrale Interferometerstruktur mit den faseroptischen Strahlteilern kompakt, robust gegenüber Erschütterungen und betriebssicher ist. Es sei darauf hingewiesen, dass es verschiedene Arten gibt, das faseroptische Michelson-Interferometer insbesondere auf der Detektorseite auszustalten. In Figur 7 ist (in dem strichpunktiierten Kasten 777) ein faseroptisches Interferometer mit dem Stand der Technik entsprechender „Balanced Detection“ skizziert. „Balanced Detection“ kompensiert das Modenrauschen der hier erforderlichen breitbandigen Lichtquellen, was einen Signal-zu-Rauschen Gewinn von bis zu 20 dB ermöglicht. Die Erfindung betrifft hier nicht diese faseroptischen Interferometer und die zugehörige Signalverarbeitung. Es können auch andere faseroptische Interferometerstrukturen benutzt werden, beispielsweise auch solche, die faseroptische Zirkulatoren verwenden. Vielmehr betrifft die Erfindung die optomechanische Struktur und Implementierung der an die Faserinterferometer-Ausgänge 703 und 743 angekoppelten optischen Strahlengänge. Es können die Ausgänge 703 und 743 verschiedener faseroptischer Interferometer benutzt werden. Auch kann die Signalverarbeitung unterschiedlich erfolgen. So kann beispielsweise das elektrische Ausgangssignal den direkten Zeitverlauf des Interferenzterms wiedergeben oder es kann demoduliert werden, so dass nur die Einhüllende am Ausgang erscheint.

Der Kern des abgebildeten faseroptischen Michelson-Interferometers wird von einem Faserkoppler 700 gebildet, der das von der Kurzkohärenz-Lichtquelle 760 kommende Licht auf Interferometer-Messarm 701 und Interferometer-Referenzarm 702 aufteilt. Das bei 703 aus der Faser austretende Lichtbündel 704 wird von der Optik 705 eines Faser-Kollimators kollimiert und von dem Spiegel 706 in Richtung optischer Achse 740 des Kurzkohärenz-Interferometers gerichtet. Der Reflektor 706 ist zur leichteren Justierbarkeit in einer um zwei in seiner Spiegelebene liegende Achsen drehbaren Halterung 707 montiert. Die Halterung 707 ist fest auf der Platte 708 montiert, die ihrerseits fest mit der Grundplatte 799 verbunden ist und die Scannerplatte 725 überbrückt. Das vom Spiegel 706 in Richtung der optischen Achse 740 reflektierte Lichtbündel 704 wird von der Fokussieroptik 709 in den Fokus 710 fokussiert. Der Fokus 710 wird von der Relais-Optik 711 in den Punkt 712 abgebildet. Der Punkt 712 befindet sich auf der Cornea eines Auges 723, dessen Länge L gemessen wird.

Die Fokussieroptik 709 ist mittels einer Halterung 724 auf der Scannerplatte 725 montiert. 725 kann der bewegte Schlitten eines Voice Coil Scanners - beispielsweise der Firma Physik Instrumente - oder eines Ultraschall-Scanningtisches oder einer anderen entsprechenden Vorrichtung sein, dessen Fußplatte 726 auf der Grundplatte 799 befestigt ist. Während der Messung wird die Scannerplatte 725 entlang der optischen Achse 740 um die Strecke S zwischen der durchgezogen gezeichneten Position 725 und der gestrichelt gezeichneten Position 727 periodisch hin und her bewegt. Befindet sich die Scannerplatte in der gestrichelt gezeichneten Position, dann befindet sich der Fokus des Lichtbündels 704 – beispielsweise in der in Figur 7 dargestellten Konfiguration – im Brennpunkt 728 der Relais-Optik 711 und das Lichtbündel 704 wird als parallel kollimiertes Lichtbündel 730 auf das Auge 723 gerichtet. Das Auge fokussiert dieses Lichtbündel auf seinen Fundus. Bei Fehlsichtigkeit kann dem Auge 723 eine sammelnde oder zerstreuende Hilfsoptik 739 vorgesetzt werden, welche die Fehlsichtigkeit kompensiert.

Das bei 743 aus der Lichtleitfaser 702 austretende Referenzlichtbündel 744 wird von der Optik 745 eines Faser-Kollimators kollimiert und nach Durchlaufen einer beispielsweise aus zwei Keilplatten (746, 746') bestehenden Dispersionskompensations-Vorrichtung von dem Dachkantspiegel 747 auf den 90-Grad-Spiegel 748 und von diesem in Richtung optischer Achse 740 des Kurzkohärenz-Interferometers gerichtet. Das Lichtbündel 744 trifft dort auf den bewegten 90-Grad-Spiegel 749, der das Lichtbündel 744 auf den Reflektor 750 richtet. Das Referenzlichtbündel 744 wird von diesem Spiegel in sich selbst reflektiert und nimmt seinen Weg zurück bis in die Lichtfaser 702.

Wenn sich die Scannerplatte 725 entlang der optischen Achse 740 in Richtung auf die gestrichelt gezeichnete Position hin bewegt, wird das Referenzlichtbündel 744 von dem 90-Grad-Spiegel 749 hintereinander auf die Reflektoren 750, 751 und 752 gerichtet. Es können hier noch weitere Reflektoren in der Tiefe und seitlich gestaffelt angeordnet werden. Außerdem können hier auch Planplatten 753 zur Dispersions-Kompensation angebracht werden. So werden Referenzlicht-Wegstrecken unterschiedlicher Längen realisiert, beispielsweise um – neben der Position von Fundus und Corneascheitel – Positionen von weiteren Strukturen wie der inneren Corneafläche, der Linsenvorderfläche und der Lisenrückfläche zu messen.

In der Figur 7 ist beispielsweise der Fall skizziert, bei dem der Abstand zwischen den (Cornea- und Fundus-assoziierten) Reflektoren 750 und 752 gleich der Strecke D ist. Wie schon im Zusammenhang mit der Anordnung nach Figur 4 beschrieben, verkleinert sich so die von der Scannerplatte 725 zur Augenlängenmessung zurückzulegende Strecke um D . Zur Messung der Länge L eines Auges, bedarf es nur einer Bewegung um die Strecke $S = L - D$. Tatsächlich könnte man diese Strecke sogar fast Null machen: man bräuchte die Scannerplatte 725 ja eigentlich nur um die Kohärenzlänge l_C bewegen - um die Interferenz nachzuweisen. Wegen der aber doch recht großen Streuung tatsächlicher Augenlängen wird man die Scannerplatte 725 um eine Strecke von etwa dieser Streuung, also um einige (x) Millimeter, bewegen müssen. Jedenfalls kann die ansonsten doch recht lange zu scannende Strecke L auf wenige Millimeter reduziert werden. Entsprechend breit müssen die Reflektoren 750, 751, 752 sein: nämlich gleich der Breite des Strahls 744 plus x Millimeter. Eine weitere Anpassung ist durch die Justierung der Referenzstrahllänge mittels des Reflexionsprismas 747 möglich, das auf einer Verstellvorrichtung 758 montiert ist, die in die Richtungen des Doppelpfeils 754 verschiebbar ist.

Wie oben angedeutet, ist erfindungsgemäß vorgesehen, dass das Messlichtbündel 704 in den Positionen 725 und 727 der Scannerplatte einmal auf die Cornea fokussiert wird und einmal am Fundus. Damit bei einer Verschiebung der Scannerplatte 725 um die Strecke $S = L - D$ der Messstrahl 704 einmal an der Cornea (durchgezogen gezeichnete Scannerplatten-Position) und einmal am anderen Ende der Bewegung (gestrichelt gezeichnete Scannerplatten-Position) fokussiert wird muß, wie schon im Zusammenhang mit der Figur 3 erläutert, die Distanz des Scheitels der Vorderfläche der Cornea von der Relais-Optik 711 gleich $b = f \left(1 + \frac{f}{L - D} \right)$ sein;

f ist die Brennweite der Relais-Optik 711. Falls sich das Kohärenzfenster anfangs (Scannerplatten-Position 725) an der Cornea befindet, wird es sich am Schluß der Verschiebung der Scannerplatte (Scannerplatten-Position 727) am Fundus befinden. Ist beispielsweise $S = f$, dann ist $b = 2f$; für eine Brennweite der Relais-Optik 711 von $f = 50mm$ erhält man $b = 100mm$.

Es sei erwähnt, dass man den tatsächlichen mechanischen Scancbereich der Scannerplatte 725 etwas größer als S wählen wird, beispielsweise um im eigentlichen Messbereich eine annähernd

konstante Geschwindigkeit zu realisieren, was die nachfolgende elektronische Signalverarbeitung erleichtert.

Ferner kann die Position des Reflexionsprismas 747 mit Hilfe des Verschiebetisches 758 so abgestimmt werden, dass der Fokus des Messstrahls am Auge für einen Punkt etwa in der Mitte der Vorderkammer auch in der Mitte des Kohärenzfensters liegt. Eine solche Justierung ist besonders dann von Interesse, wenn es um präzise Messungen der Vorderkammergeometrie geht.

Auch hier können mittels eines weiteren Reflektors 751, wie schon im Zusammenhang mit dem Reflektor 519 in der Figur 4 erläutert, beispielsweise die Vorderkammertiefe oder andere Teilstrecken des Auges gemessen werden.

Als Kurzkohärenz-Lichtquelle 760 kann eine mit einer "Pig-Tail" Faser ausgestattete Superlumineszenzdiode oder eine andere Kurzkohärenz-Lichtquelle verwendet werden, wobei die Strahlung letzterer in die Lichtleitfaser 761 mittels dem Stand der Technik entsprechender Koppler einzukoppeln ist. Bei Verwendung einer Pig-Tail Superlumineszenzdiode kann die Strahlung aus dem Pig-Tail direkt in den ersten Faserkoppler 762 eingekoppelt werden. Dieser koppelt die Lichtwelle in die Faser 763, die die Lichtwelle im 50:50 Koppler (3dB-Koppler) 700 auf Messfaser 701 und Referenzlichtfaser 702 verteilt. Faserschleifen-Polarisations-Controller 765 können zur Einstellung des Polarisationszustands in den zwei Interferometerarmen verwendet werden. Die elektrischen Ausgänge 770 und 771 der beiden Photodetektoren 772 und 773 werden an die Eingänge eines Differentialverstärkers 774 gelegt, dessen Ausgangssignal beispielsweise bandpassgefiltert und demoduliert wird.

Zur Beobachtung der Position des Probandenauges 723 relativ zum Messstrahl kann – wie schon im Zusammenhang mit der Anordnung nach Figur 3 beschrieben – auch hier im Messstrahl ein teildurchlässiger Spiegel 362 angeordnet werden. Die Beobachtung kann dann direkt (363), mit Hilfe eines Okulars 364 oder mit Hilfe einer Fernsehkamera 365 erfolgen. Es kann auch hier sinnvoll sein, das Probandenauge 323 zusätzlich mit einer inkohärenten Lichtquelle 366 zu beleuchten. Ferner kann auch hier zur präzisen Positionierung des Probandenauges auf der Interferometerachse 740 das Bild 370 einer Strichplatte 371 benutzt werden, welches über einen teildurchlässigen Spiegel 372 auf die Probanden-Cornea gespiegelt wird.

In der Figur 7 sind noch 3 weitere Kästen (gestrichelt) eingezeichnet: 778, 779 und 780. Die in diesen Kästen befindlichen Bauteile bilden Funktionsgruppen, die weitgehend separat aufgestellt werden können. Der Strahlengang, wie in der Figur 8 angegeben, ist zunächst gegenüber jenem der Figur 7 dadurch verschieden, dass der zum Referenzstrahlengang gehörende bewegte 90-Grad-Spiegel 749 und die den Fokus 710 im Messstrahlengang erzeugende Fokussieroptik 709 auf der Scannerplatte nebeneinander angeordnet sind. Damit entfällt die Platte 708 und alle auf ihr befindlichen Komponenten können direkt auf der Grundplatte 799 montiert werden, was den Aufbau nicht nur insgesamt vereinfacht sondern auch stabiler macht.

Schließlich ist in der Figur 9 ein weiterer erfundungsgemäßer Strahlengang angegeben, bei dem der bewegte 90-Grad-Spiegel 749 des Interferometer-Referenzarms und die bewegte Fokussieroptik 709 des Interferometer-Messarms auf separaten Scannerplatte 925 und 925' montiert sind. Diese separaten Scannerplatten können elektrisch synchronisiert werden. Sie können jedoch auch mit unterschiedlichen Scan-Strecken betrieben werden. Es muß lediglich sichergestellt werden, dass $S \geq L - D$ und die Distanz des Scheitels der Vorderfläche der Cornea von der Relais-Optik 711 gleich $b = f \left(1 + \frac{f}{L - D} \right)$ ist, mit der Brennweite f der Relais-Optik 711. Über die geeignete Wahl der Brennweite f der Relais-Optik 711 kann das ophthalmologische Kurzkohärenz-Interferometer – bei sonst unveränderten Parametern – leicht an andere ophthalmologische Einrichtungen und Messvorrichtungen angebaut werden. Anstelle des hier dargestellten Interferometer-Referenzarms kann als Referenzarm auch eine sogenannte „Rapid Scan Optical Delay Line“, wie in K. F. Kwong, et al.: 400-Hz mechanical scanning optical delay line, Optics Letters 18 (1993) pp. 558-560, beschrieben, mit dem Interferometer-Meßarm nach Figur 9 kombiniert werden.

Die im Zusammenhang mit der Anordnung nach Figur 3 beschriebenen Modifizierungen zur Vermeidung von störenden Reflexionen, zur Dispersionskompensation und zur Beobachtung der Position des Probandenauges lassen sich auch in dem Strahlengang nach Figur 7, 8 und 9 sinngemäß realisieren. Man kann ferner die Position des Reflektors 752 und das Dachkantprisma 747 mit Hilfe der Verschiebeteile 758 durch axiales Verschieben (Doppelpfeile 754) so auf die

aktuellen Teilstreckenlängen des Auges abstimmen, dass der erforderliche mechanische Scanvorgang des Kurzkohärenz-Interferometers auf wenige Millimeter reduziert wird. Dadurch wird der Messvorgang am Auge nicht nur erheblich beschleunigt, sondern auch der Einsatz billigerer Scanner ermöglicht.

Schließlich sei auch noch bemerkt, dass als Fokussieroptik (103, 319, 709) auch eine Zerstreuungslinse (709') verwendet werden kann. Die Figur 10 skizziert einen entsprechenden Strahlengang des Interferometer-Meßarms. An die Stelle des reellen Fokus 728 tritt nun der virtuelle Fokus 728.

Eine weitere erfindungsmäßige Anordnung ist in der Figur 11 dargestellt. Diese Anordnung erlaubt es, durch Faltung des Referenzstrahls Scanner mit kleinerem Scan-Hub zu verwenden. In der gezeichneten Anordnung läuft der Referenzstrahl 3-mal zwischen den Reflektoren 1001, 1002, 1003 und 1004 hin und her. So ergibt sich eine Verkleinerung des Scannerhubs um den Faktor 3. Mit noch mehr Reflektoren kann eine noch weitere Verkürzung des erforderlichen Scan-Hubs erreicht werden.

Die Kurzkohärenz-Lichtquelle 301, beispielsweise eine Superlumineszenzdiode, emittiert einen zeitlich teilkohärenten und räumlich möglichst vollständig kohärenten Lichtstrahl 302, der mittels einer Optik 303 durch den Strahlteiler 308 hindurch den Strahlteiler 304 beleuchtet. Der Strahlteiler 304 teilt den Lichtstrahl 302 in Messstrahl 315 und Referenzstrahl 305. Der Referenzstrahl 305 wird von einer Reihe von Spiegeln und Reflektoren optisch gefaltet: Der Referenzstrahl 305 wird zunächst von dem 90°-Spiegel 1001 nach Durchlaufen der Dispersions-Kompensationsprismen 307 und 307' auf den Retroreflektorspiegel 1002 und von diesem zurück auf den Reflektorspiegel 1003 gerichtet, der den Referenzstrahl weiters auf den 90°-Spiegel 1004 reflektiert. Der 90°-Spiegel 1004 richtet den Referenzstrahl 305 schließlich auf den Referenzspiegel 1005 mit der Spiegelfläche 1006. Der dort reflektierte Referenzstrahl läuft durch die optische Faltung zurück und wird von dem Strahlteiler 308 und der Optik 310 auf den Photodetektor 311 gerichtet.

Der vom Strahlteiler 304 (in der Zeichnung nach rechts) transmittierte Messstrahl 315 wird von dem Retroreflektor 1010 über die 90-Grad-Spiegel 1011 und 1012 auf die Fokussieroptik 1013

und von dieser in den Fokus 320 fokussiert. Die Relais-Optik 321 bildet den Fokus 320 auf das Auge 323 den Punkt 322 ab. Der Punkt 322 befindet sich auf der Cornea des Auges 323, dessen Länge beispielsweise gemessen wird.

Die Optiken 1013, 1002 und 1004 sind auf einer in Richtung der strichpunktiert gezeichneten Interferometerachse 340 beweglichen Scannerplatte 1335 montiert. Die Scannerplatte 1335 kann der bewegte Schlitten eines Voice Coil Scanners - beispielsweise der Firma Physik Instrumente - oder eines Ultraschall-Piezo-Scanningtisches oder einer anderen entsprechenden Vorrichtung sein.

Weiters ist hier ein Hilfslaser 1014 für Justierzwecke, beispielsweise eine Helium-Neon-Laser, angeordnet, dessen Strahl 1015 über den Strahlteiler 304 eingespiegelt wird. Die Planplatte 1016 dient zur Dispersionskompensation für Messungen in der Tiefe des Auges 323.

Für alle Anordnungen kann auch die Ausgestaltung in einer Dualbeam-Anordnung verwendet werden, mit dem bekannten Vorteil, die Augenbewegungen des Probanden entsprechend kompensieren zu können.

Die Dispersionskompensation kann wie am Beispiel in Figur 12 dargestellt auch durch eine Keil- oder Prismenanordnung 746, die abhängig von der Verschiebeposition des Scanningtisches durchlaufen wird, ausgeführt werden. Die dabei auftretenden Strahlablenkungen (nicht dargestellt) sind bei der Ausrichtung der übrigen Bauelemente (z.B. Referenzspiegel) zu berücksichtigen.

Eine weitere vorteilhafte Ausgestaltung des Aufbaus besteht darin, zusätzliche Mittel vorzusehen, die es erlauben die gezielte Ausrichtung der optischen Achse der Vorrichtung gegenüber der optischen Achse des Auges bzw. der Sehachse vornehmen zu können, beispielsweise durch ein Verfahren wie in der PCT-Anmeldung WO 2002/065899 A2, auf deren gesamten Inhalt hiermit Bezug genommen wird, beschrieben oder durch entsprechend verstellbare Strahlablenkelemente (Prismen, Keile) in der Vorrichtung selbst.

Patentansprüche

1. Kurzkohärenz-Interferometer zur Messung von Teilstrecken des Auges, das den Messstrahl auf das jeweilige zugeordnete Kohärenzfenster fokussiert und / oder die erforderlichen Interferometerspiegel-Scan-Strecken auf kleinere Strecken als die zu messenden Distanzen reduziert, dadurch gekennzeichnet, dass im Kurzkohärenz-Interferometer mindestens ein Umlenkelement (z.B. Spiegel, Prisma) mit einem Umlenkinkel α (316, 749) und Elemente einer Fokussieroptik (319, 709) eine periodische Hin-und-her Bewegung (Doppelpfeil 560) so ausführen, dass der von der Fokussieroptik erzeugte und mittels einer Relais-Optik (103, 321, 711) auf das Auge abgebildete Messstrahlfokus (101', 322, 712) synchron mit dem Kohärenzfenster von der Cornea entlang der optischen Achse des Auges bis zur Retina (z.B. Fovea centralis) und zurück bewegt wird.
2. Kurzkohärenz-Interferometer zur Messung der Teilstrecken des Auges nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass mindestens ein Umlenkelement während seiner Bewegung den Mess- oder Referenzstrahl vorzugsweise sequentiell auf eine Reihe von in der Tiefe und / oder seitlich gestaffelten Reflektoren richtet.
3. Kurzkohärenz-Interferometer zur Messung der Teilstrecken des Auges nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, dass die in der Tiefe und seitlich gestaffelten Reflektoren in ihrer Position einstellbar sind und/oder die Positionierung adaptiv nach vorab ermittelten Sollpositionen der Augengrenzflächen erfolgt
4. Kurzkohärenz-Interferometer zur Messung der Teilstrecken des Auges nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass mindestens ein Umlenkelement (316, 749) und die Fokussieroptik (319, 709, 709') auf einem periodisch hin und her bewegten Tisch einer Scanningvorrichtung in Bewegungsrichtung hintereinander und/oder nebeneinander angebracht sind.
5. Kurzkohärenz-Interferometer zur Messung der Teilstrecken des Auges nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass mindestens ein Umlenkelement (316, 749) und die Fokussieroptik (319, 709, 709') auf dem periodisch hin und her bewegten

Tisch einer Scanningvorrichtung unter einem beliebigen Winkel zur Bewegungsrichtung hintereinander und/oder nebeneinander angebracht sind.

6. Kurzkohärenz-Interferometer zur Messung der Teilstrecken des Auges nach einem der vorigen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der von der Fokussieroptik (319, 709, 709') erzeugte Messstrahlfokus (101, 320, 710, 710') von einer Relais-Optik (321, 711) auf das Auge abgebildet wird, wobei der Corneascheitel genau oder annähernd im Abstand $b = f \left(1 + \frac{f}{L - D} \right)$ von der Relais-Optik angeordnet wird, mit f = Brennweite der Relaisoptik, L = optische Länge des Auges, D = Abstand der zu Cornea (317, 617, 750) und Fovea centralis (517, 619, 752) gehörenden Reflektoren.
7. Kurzkohärenz-Interferometer zur Messung der Teilstrecken des Auges nach einem der vorigen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der von der Fokussieroptik (319, 709, 709') erzeugte Messstrahlfokus (320, 710, 710') um eine Strecke etwas größer als $L - D$ (L = optische Länge des Auges; D = Distanz der zu Cornea und Fovea centralis gehörenden Reflektoren) periodisch hin und her bewegt wird.
8. Kurzkohärenz-Interferometer zur Messung der Teilstrecken des Auges nach einem der vorigen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Aufspaltung in die interferometrischen Mess- und Referenzarme (701, 702) des Kurzkohärenz-Interferometers mittels eines oder mehrerer faseroptischer Koppler (700) erfolgt.
9. Kurzkohärenz-Interferometer zur Messung der Teilstrecken des Auges nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass mindestens ein Umlenkelement (316, 749) und Elemente der Fokussieroptik (319, 709, 709') auf getrennten periodisch hin und her bewegten Scanningvorrichtungen in Bewegungsrichtung oder unter einem Winkel hierzu nebeneinander montiert sind.
10. Kurzkohärenz-Interferometer zur Messung der Teilstrecken des Auges nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass mindestens ein Umlenkelement (316, 749) und Elemente der Fokussieroptik (319, 709, 709') auf getrennten periodisch hin und her bewegten Scanningvorrichtungen montiert sind und die Bewegungen der zwei

Scanningvorrichtungen elektronisch synchronisiert werden, oder die Bewegungen relativ zueinander funktionell modifiziert werden können

11. Kurzkohärenz-Interferometer zur Messung der Teilstrecken des Auges nach einem der vorigen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die Scanningvorrichtung (355 mit 356, 725 mit 726, sowie 925 und 925' mit 926 und 926') vorzugsweise ein Schrittmotor- oder Piezomotor-gesteuerter Scanningtisch, ein Voice Coil Scanner oder ein Ultraschall-Piezo-Scanningtisch ist.
12. Kurzkohärenz-Interferometer zur Messung der Teilstrecken des Auges nach einem der vorigen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass als Fokussieroptik (319, 709) eine Sammellinse, eine Zerstreuungslinse (709') oder ein optisches System aus mehreren, festen oder variablen Elementen verwendet wird.
13. Kurzkohärenz-Interferometer zur Messung der Teilstrecken des Auges nach einem der vorigen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass im Referenz- oder Messarm auch eine sogenannte „Rapid Scan Optical Delay Line“ oder ein anderer Weglängenmodulator mit dem Interferometer-verwendet werden.
14. Kurzkohärenz-Interferometer zur Messung der Teilstrecken des Auges nach einem der vorigen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass mit zusätzlichen Mitteln zur Verstellung eines optischen Elementes im Strahlengang, z.B. mittels eines Spiegels (306, 747) die Anfangskoinzidenz von Meßfokus und Kohärenzfenster etwa in die Mitte der Vorderkammer des Auges oder an eine andere beliebige Stelle gelegt wird.
15. Kurzkohärenz-Interferometer zur Messung der Teilstrecken des Auges nach einem der vorigen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der Scan-Hub durch optische Faltung des Referenz- und /oder Messstrahlengangs verkleinert wird.
16. Kurzkohärenz-Interferometer zur Messung der Teilstrecken des Auges nach einem der vorigen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass eine Dispersionskompensation automatisch erfolgt, indem im Referenzstrahlengang parallel zur Bewegungsrichtung angeordnete Keilplatten durchlaufen werden und die Kompensationswirkung damit von

der Verschiebeposition abhängt.

17. Kurzkohärenz-Interferometer zur Messung der Teilstrecken des Auges nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass Mittel zur Verstellung oder Orientierung der Meßstrahlachse zur optischen Achse bzw. der Sehachse des Auges vorgesehen sind.
18. Kurzkohärenz-Interferometer zur Messung der Teilstrecken des Auges nach einem der vorigen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass ein Aufbau nach dem Dualbeam Verfahren verwendet wird.
19. Kurzkohärenz-Interferometer zur Messung der Teilstrecken des Auges nach einem der vorigen Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass als Umlenkelement ein 90-Grad-Spiegel oder -Prisma vorgesehen ist.

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen
PCT/EP2005/001164

A. KLASIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES
IPK 7 A61B3/10 A61B3/12 G01B9/02 G01B11/14

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPK) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPK

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierte Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)
IPK 7 A61B G01B

Recherchierte aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)

EP0-Internal, WPI Data, PAJ

C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie ^o	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	DE 196 24 167 A1 (CARL ZEISS JENA GMBH, 07745 JENA, DE) 16. Januar 1997 (1997-01-16) Spalte 2, Zeile 49 – Spalte 3, Zeile 7 Spalte 6, Zeile 20 – Spalte 8, Zeile 13 Spalte 9, Zeile 7 – Spalte 11, Zeile 35 Spalte 12, Zeile 60 – Spalte 15, Zeile 61; Ansprüche 1,6,7,11; Abbildungen 5-7,9-11,13 ----	1,4,5, 8-15,18
X	WO 02/04884 A (KNUETTEL, ALEXANDER) 17. Januar 2002 (2002-01-17) Seite 10, Zeile 29 – Seite 13, Zeile 30 Seite 14, Zeile 25 – Zeile 29 Seite 15, Zeile 28 – Seite 17, Zeile 3; Abbildungen 1,2,6 ----	1,4,5, 9-12,15

Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen

Siehe Anhang Patentfamilie

^o Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :

"A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist

"E" älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldeatum veröffentlicht worden ist

"L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)

"O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht

"P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldeatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist

"T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldeatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist

"X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erforderlicher Tätigkeit beruhend betrachtet werden

"Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erforderlicher Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist

"&" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche

Absendedatum des internationalen Recherchenberichts

14. Juni 2005

23/06/2005

Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde
Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
Fax: (+31-70) 340-3016

Bevollmächtigter Bediensteter

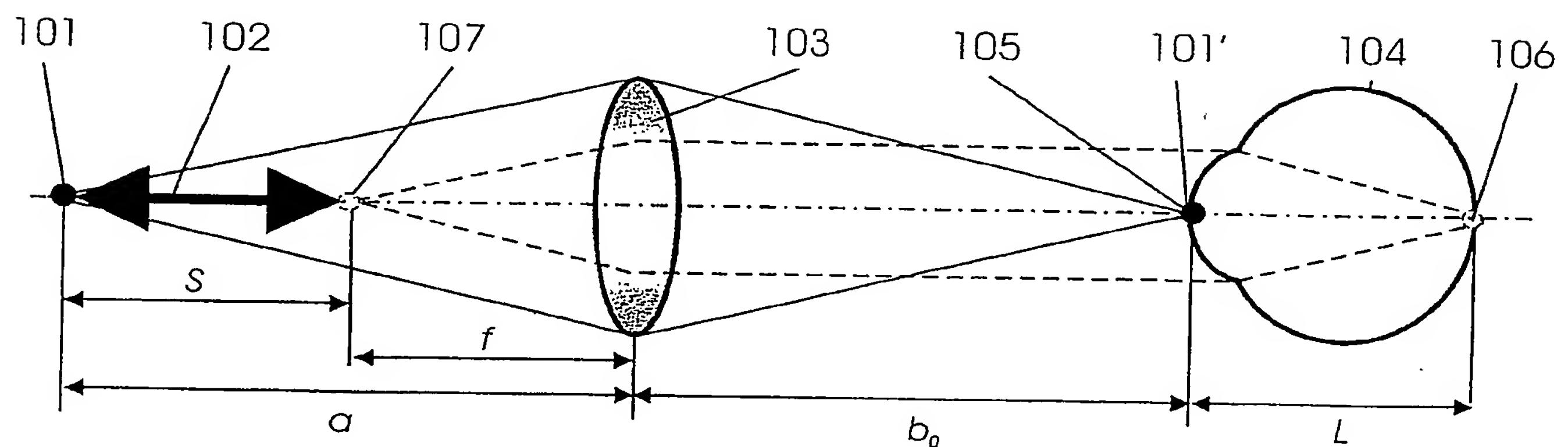
Rick, K

INTERNATIONALES RECHERCHENBERICHT

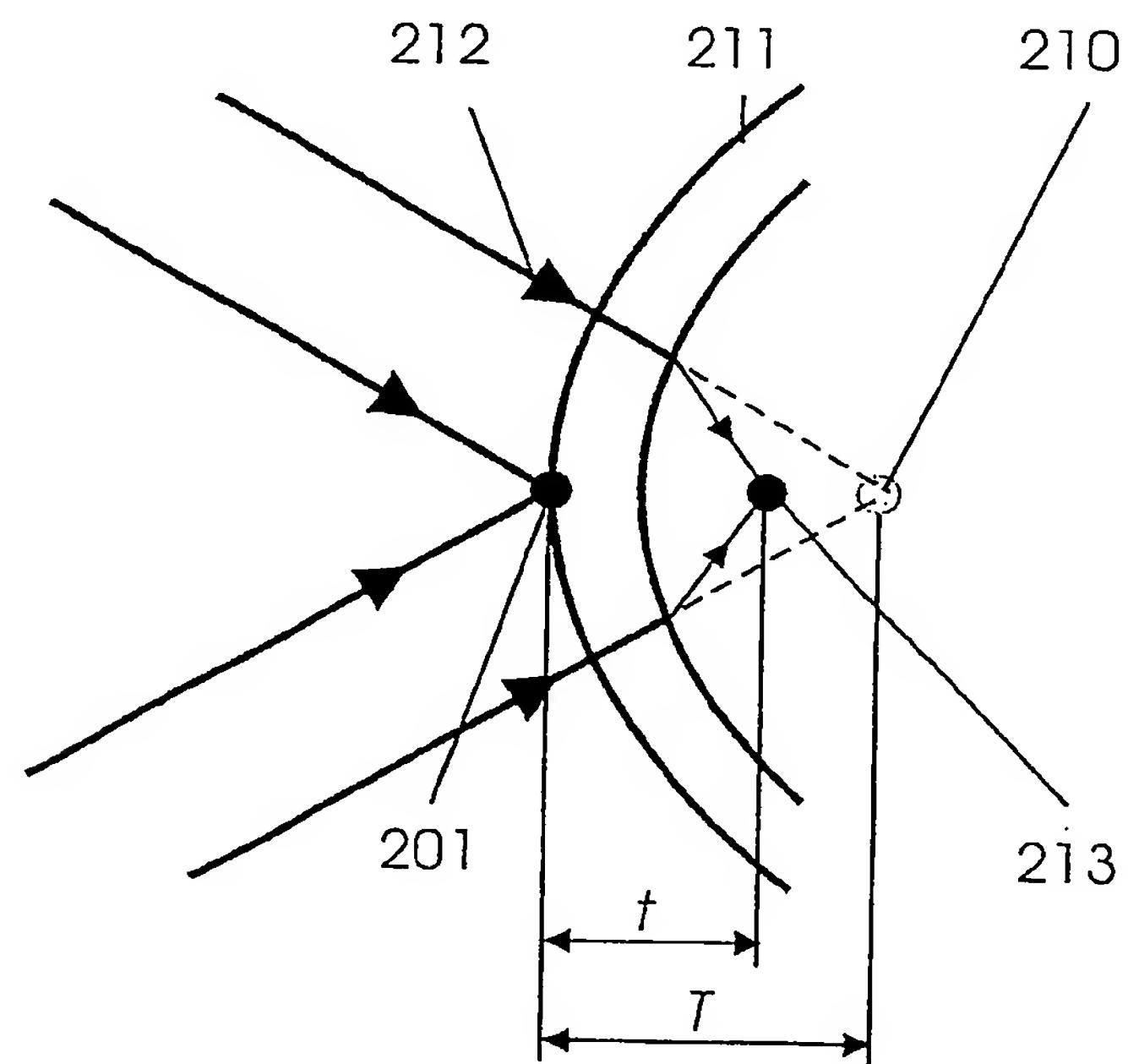
Internationales Aktenzeichen PCT/EP2005/001164

C.(Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
A	WO 03/086180 A (HAAG-STREIT AG; WAELETI, RUDOLF) 23. Oktober 2003 (2003-10-23) Seite 7, Zeile 11 – Zeile 18 Seite 9, Zeile 4 – Zeile 18 Seite 13, Zeile 10 – Seite 15, Zeile 33 Seite 18, Zeile 17 – Seite 19, Zeile 11; Ansprüche 7-9; Abbildungen 4,7-9 -----	1-19
A	WO 92/19930 A (MASSACHUSETTS INSTITUTE OF TECHNOLOGY; SWANSON, ERIC, A) 12. November 1992 (1992-11-12) Seite 18, Zeile 16 – Seite 25, Zeile 14 Seite 47, Zeile 4 – Seite 49, Zeile 18; Abbildungen 1,3 -----	1-19



Figur 1



Figur 2

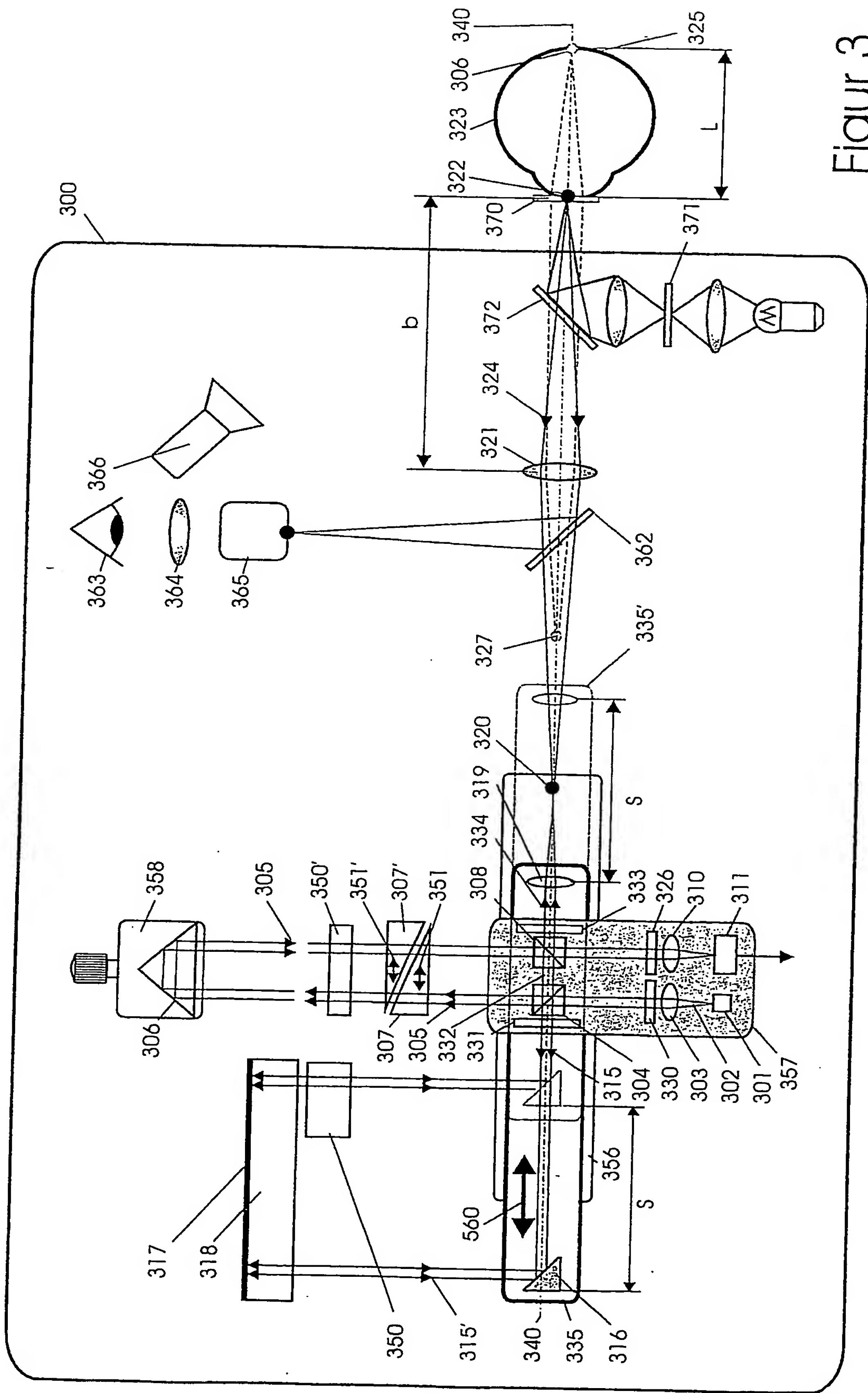
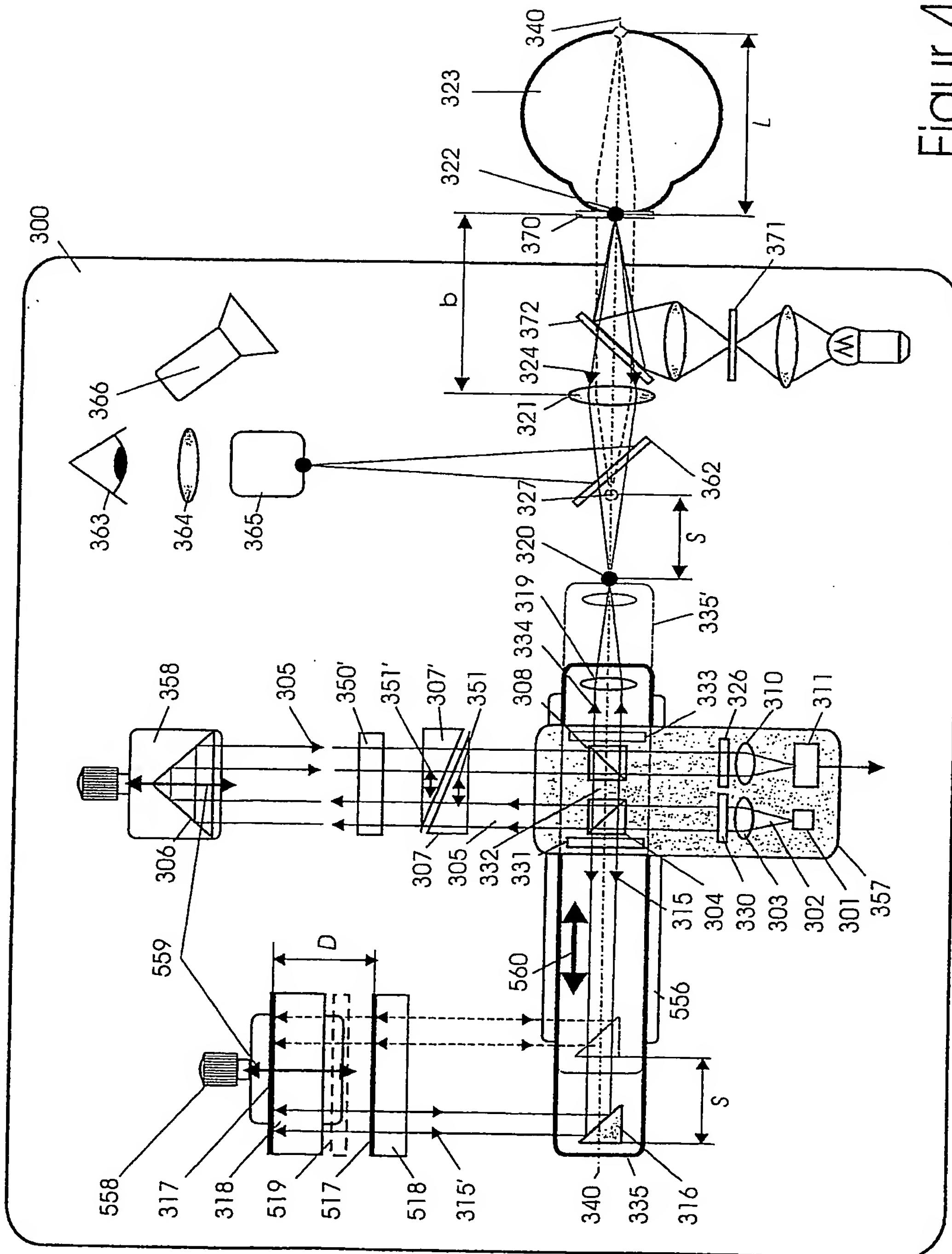
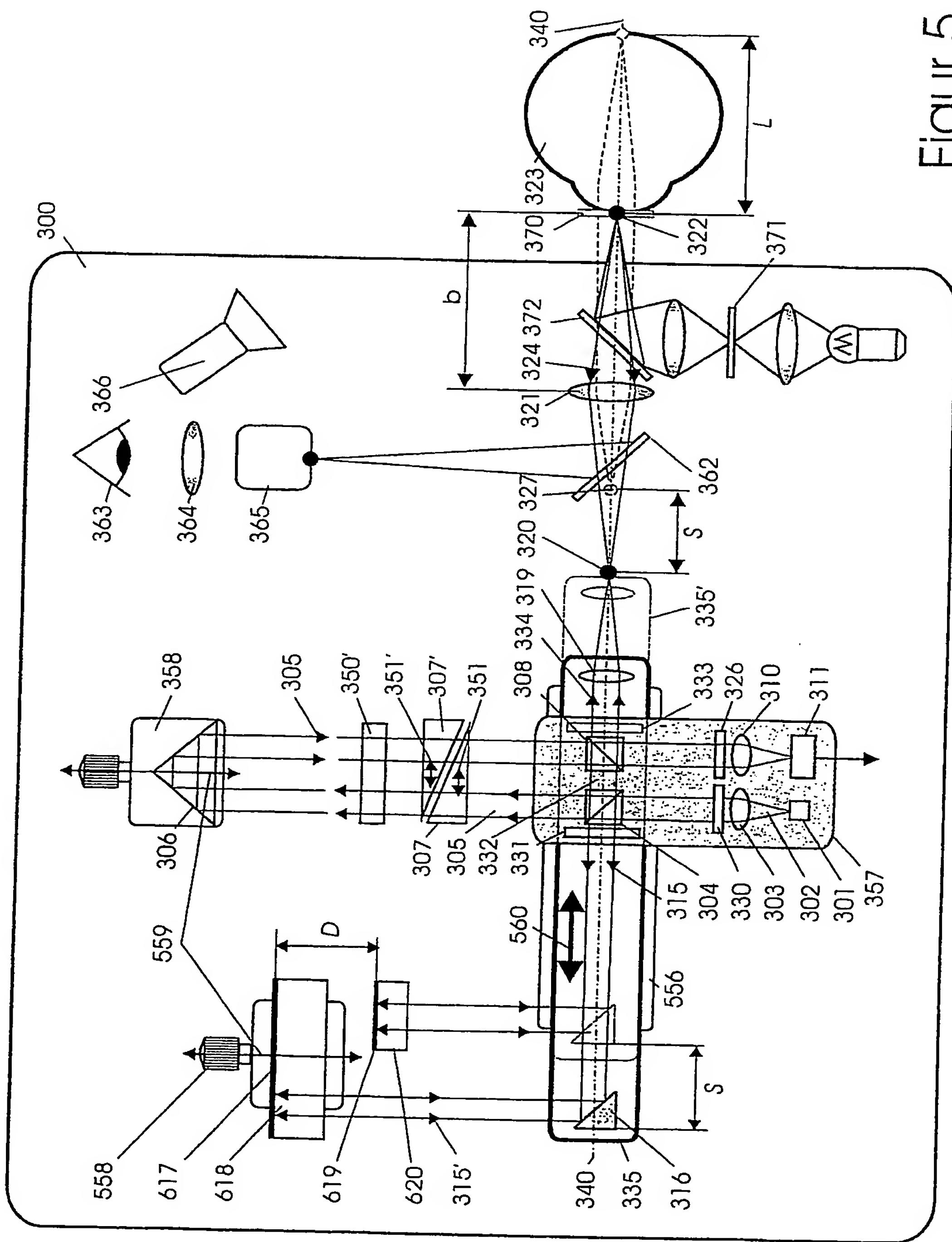


Figure 3



Figur 4



Figur 5

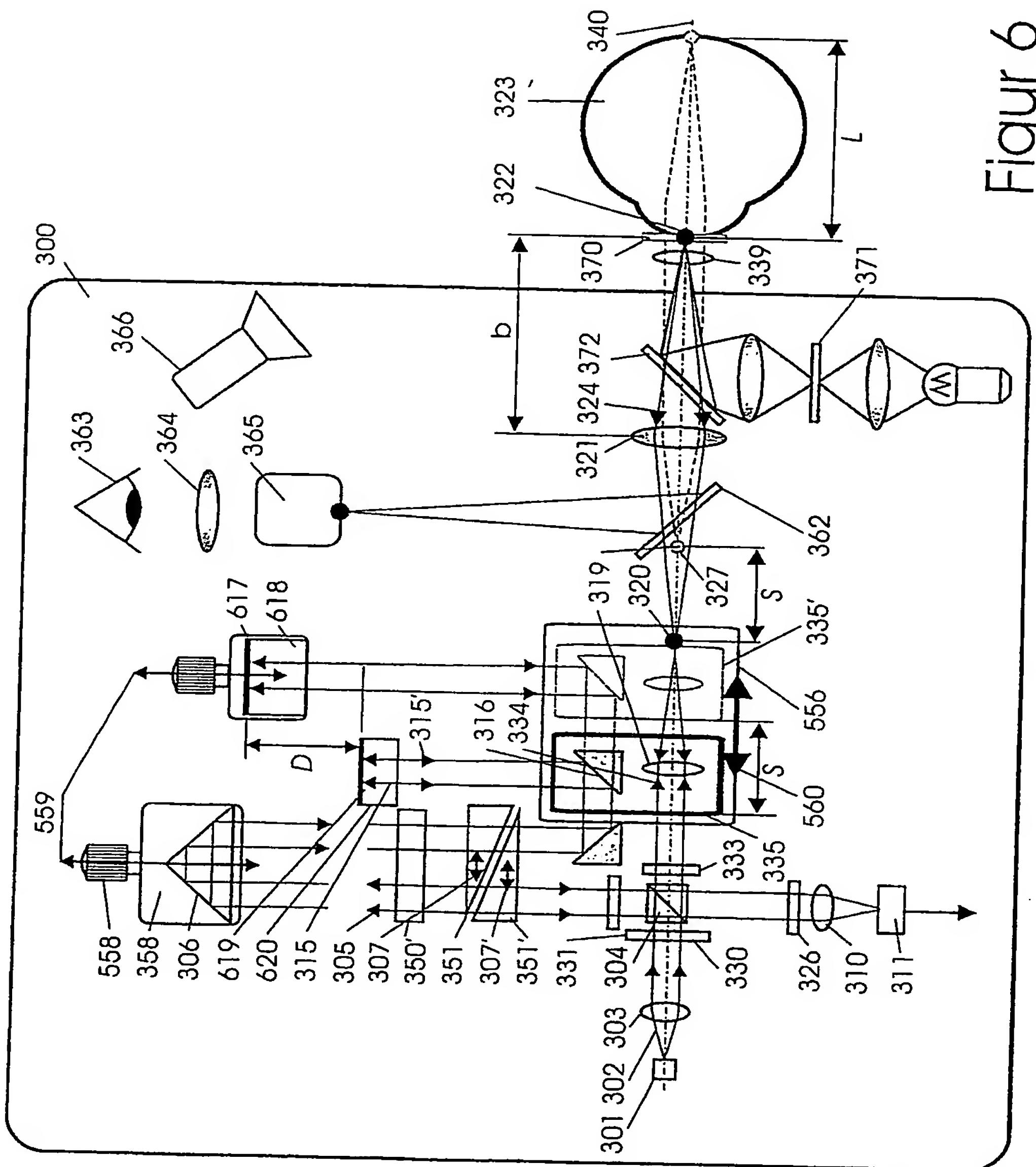


Figure 6

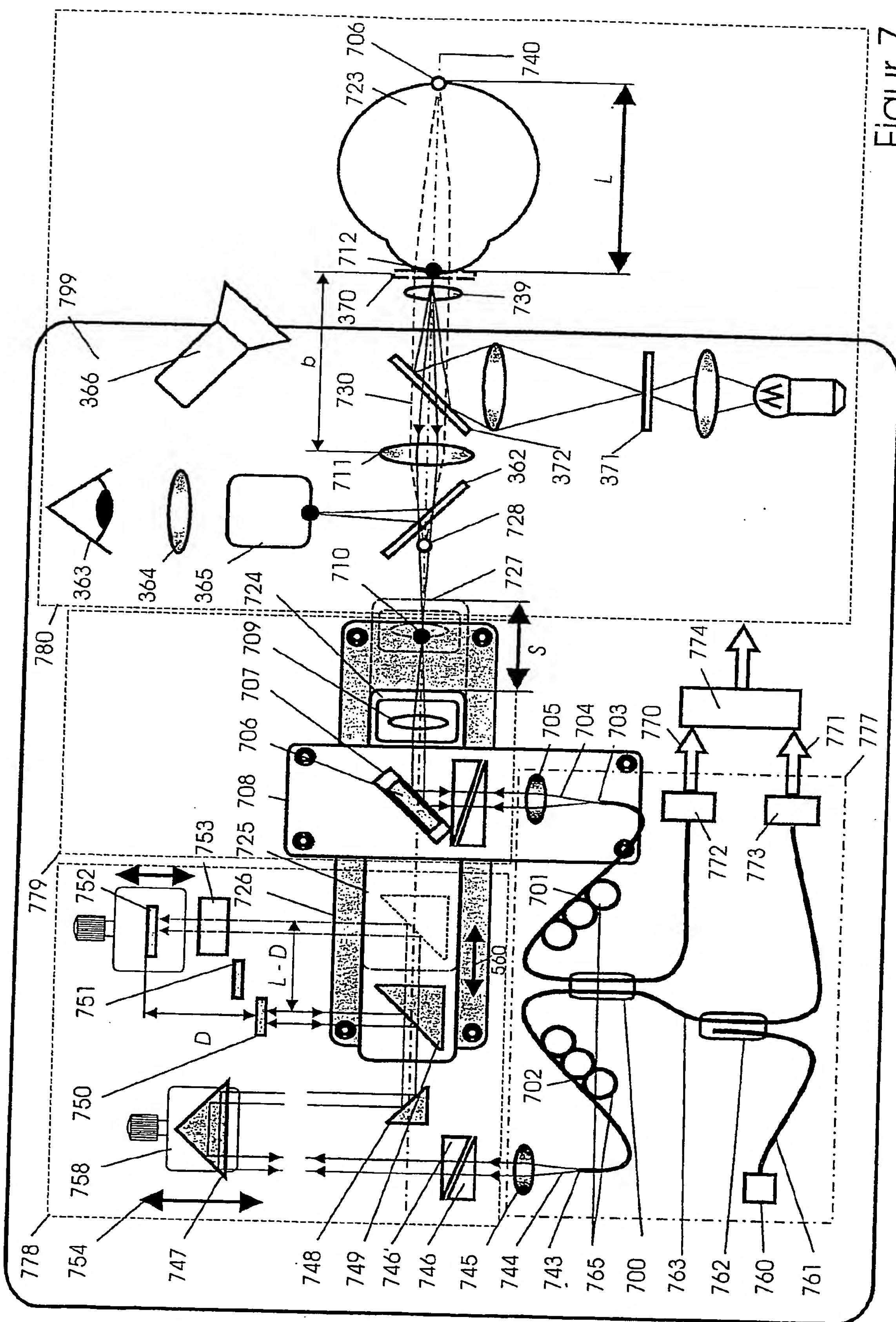


Figure 7

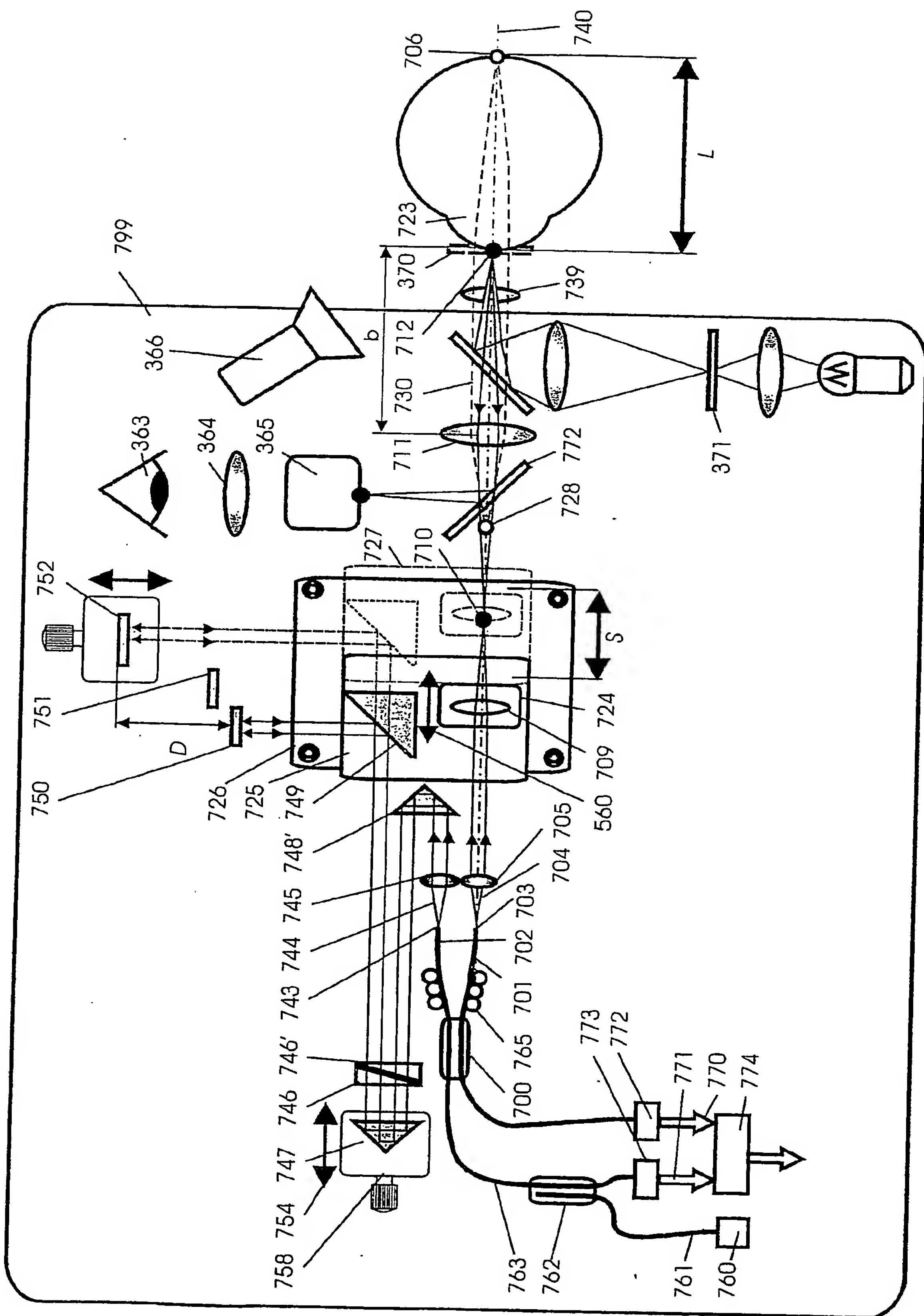


Figure 8

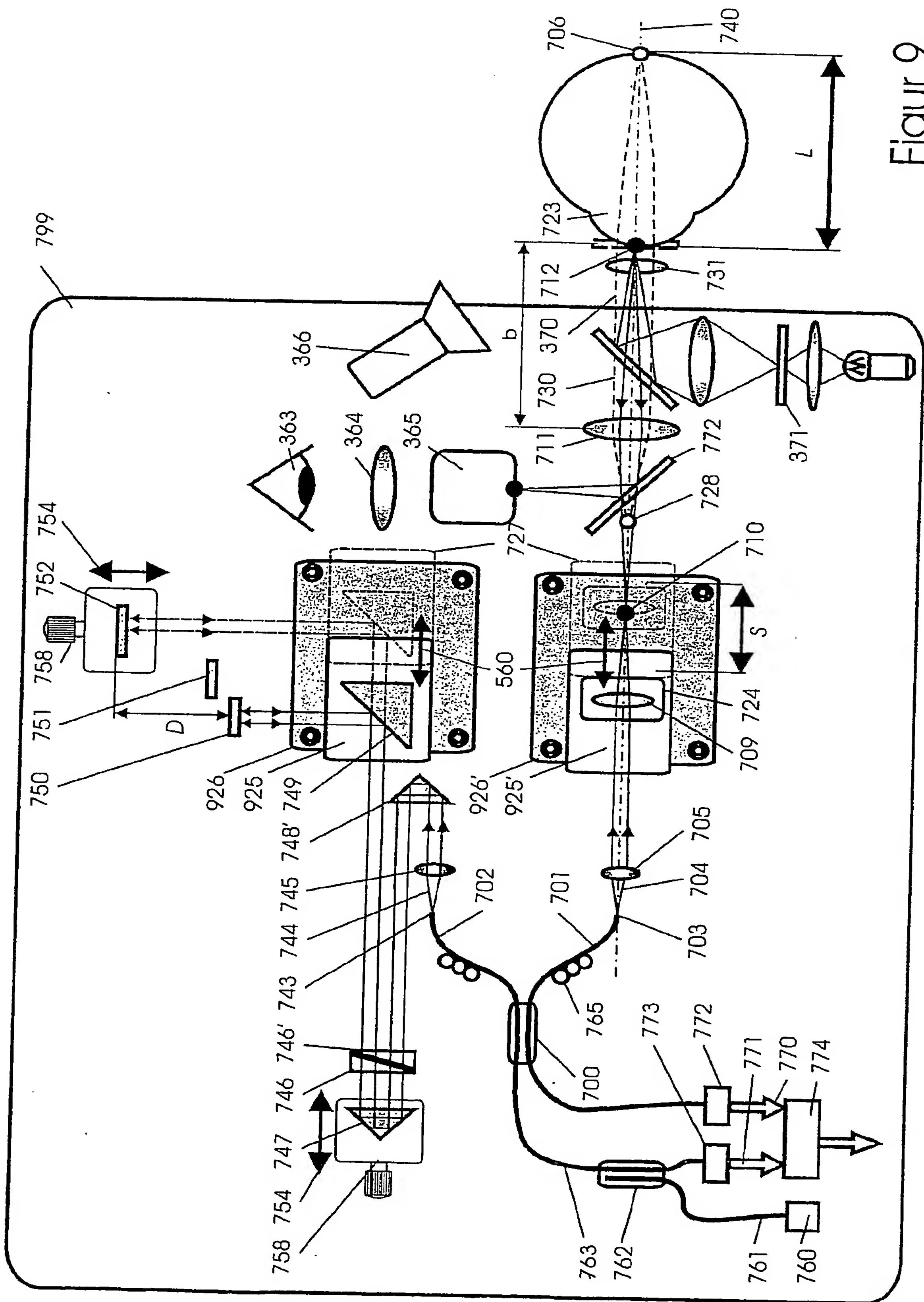
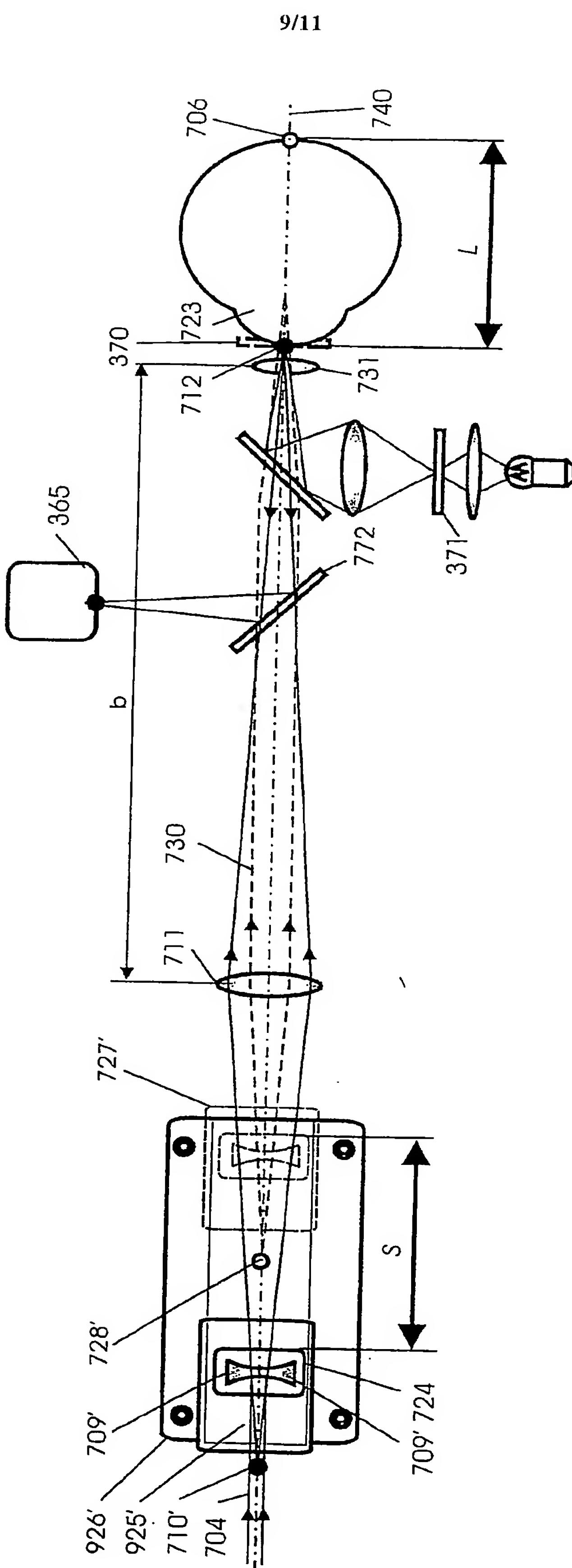


Figure 9



Figur 10

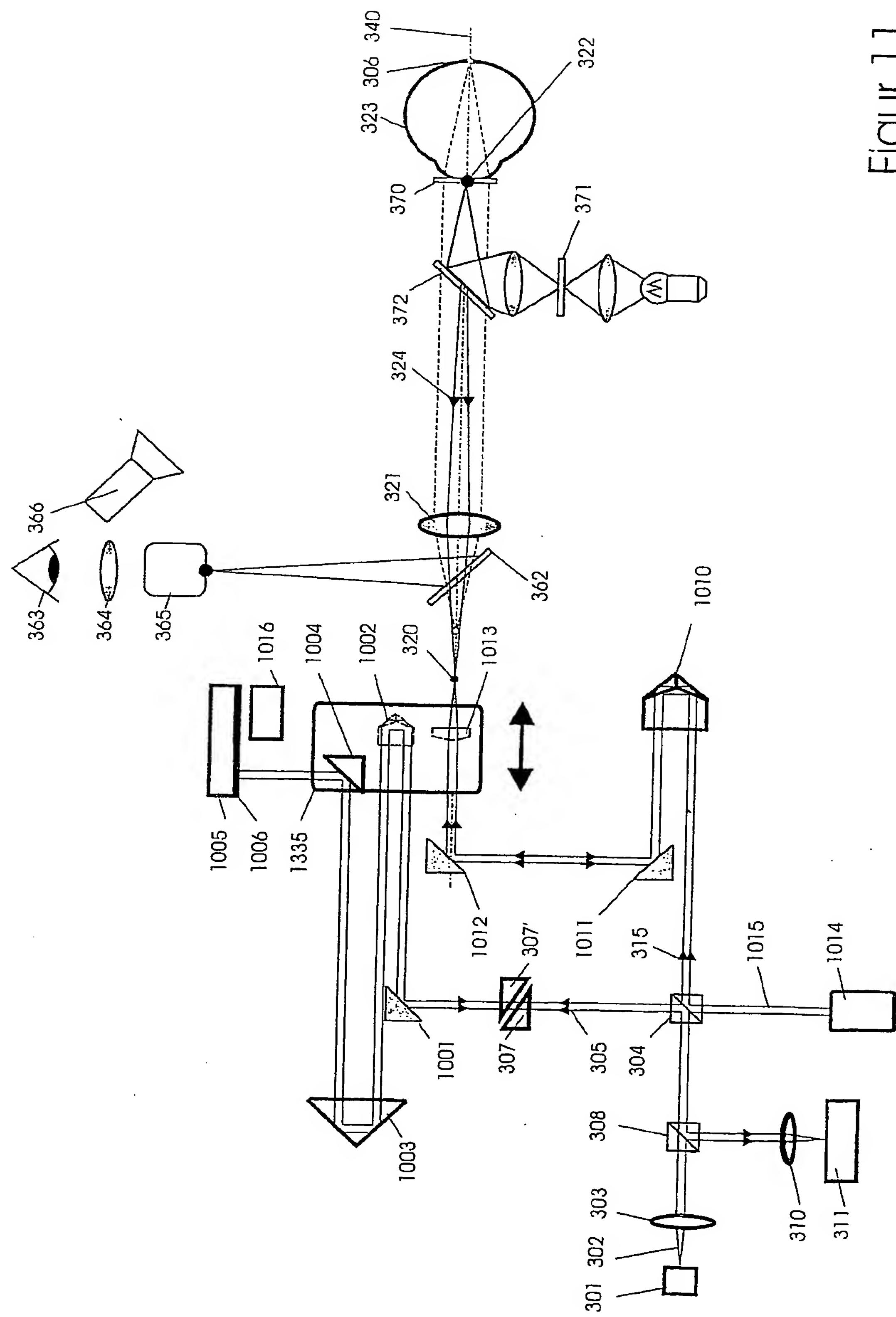
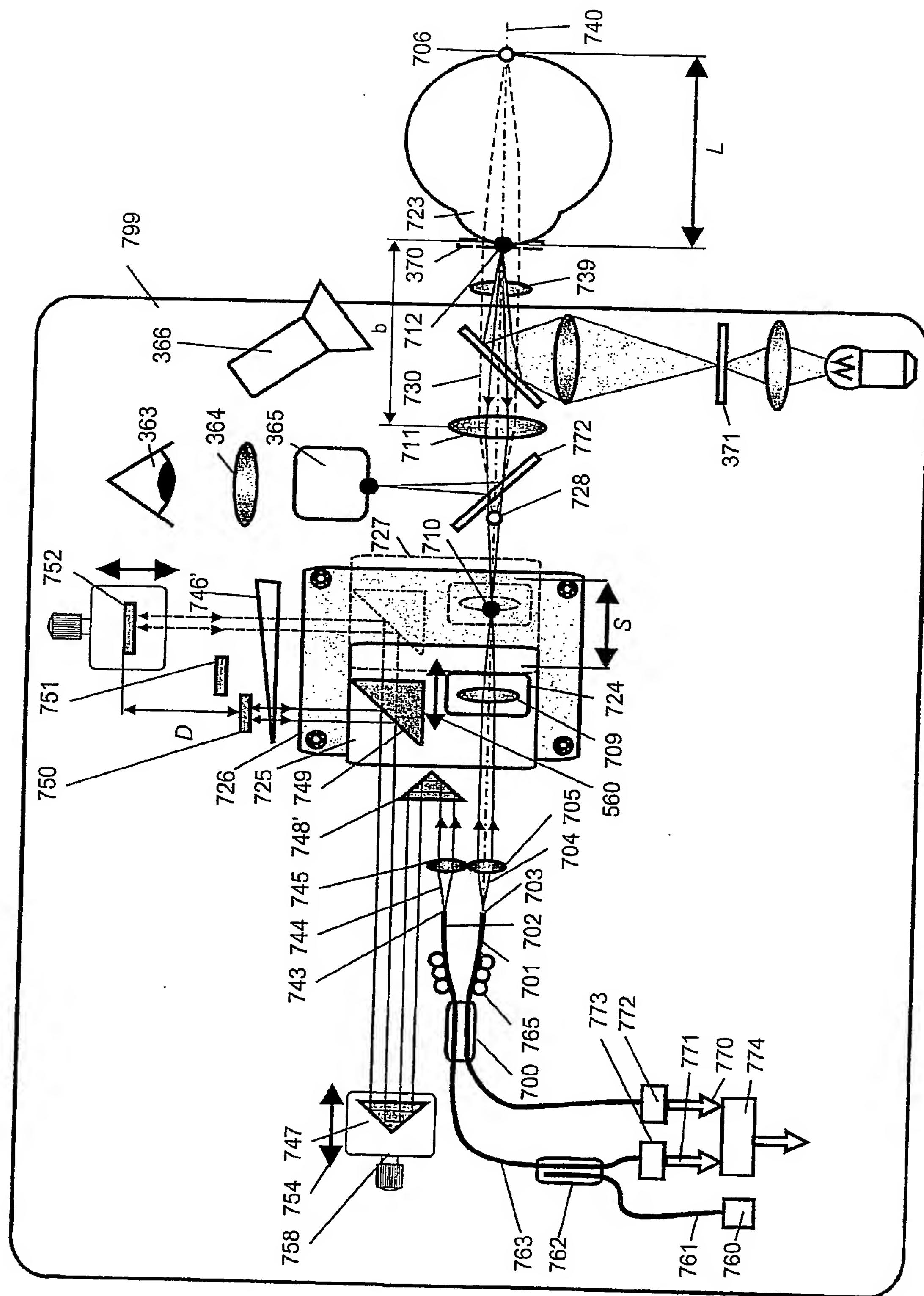


Figure 11



Figur 12

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No
PCT/EP2005/001164

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

IPC 7 A61B3/10 A61B3/12 G01B9/02 G01B11/14

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
IPC 7 A61B G01B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used)

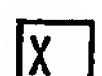
EPO-Internal, WPI Data, PAJ

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category °	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	DE 196 24 167 A1 (CARL ZEISS JENA GMBH, 07745 JENA, DE) 16 January 1997 (1997-01-16) column 2, line 49 – column 3, line 7 column 6, line 20 – column 8, line 13 column 9, line 7 – column 11, line 35 column 12, line 60 – column 15, line 61; claims 1,6,7,11; figures 5-7,9-11,13 -----	1,4,5, 8-15,18
X	WO 02/04884 A (KNUETTEL, ALEXANDER) 17 January 2002 (2002-01-17) page 10, line 29 – page 13, line 30 page 14, line 25 – line 29 page 15, line 28 – page 17, line 3; figures 1,2,6 ----- -/-	1,4,5, 9-12,15



Further documents are listed in the continuation of box C.



Patent family members are listed in annex.

° Special categories of cited documents :

- "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- "E" earlier document but published on or after the international filing date
- "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the International filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the International search

14 June 2005

Date of mailing of the International search report

23/06/2005

Name and mailing address of the ISA

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Rick, K

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International Application No.

PCT/EP2005/001164

Patent document cited in search report		Publication date		Patent family member(s)		Publication date
DE 19624167	A1	16-01-1997	AT CH JP US	107495 A 691624 A5 9133509 A 5847827 A		15-06-1996 31-08-2001 20-05-1997 08-12-1998
WO 0204884	A	17-01-2002	DE AU CA WO EP US	10033189 C1 7836401 A 2412737 A1 0204884 A1 1301751 A1 2004090633 A1		06-09-2001 21-01-2002 18-12-2002 17-01-2002 16-04-2003 13-05-2004
WO 03086180	A	23-10-2003	AU WO EP	2003218590 A1 03086180 A2 1494575 A2		27-10-2003 23-10-2003 12-01-2005
WO 9219930	A	12-11-1992	DE DE EP JP JP JP US US US WO US US US US US US US US US US US US	69227902 D1 69227902 T2 0581871 A1 3479069 B2 6511312 T 2004105708 A 5459570 A 6485413 B1 6111645 A 9219930 A1 5465147 A 6160826 A 6564087 B1 6501551 B1 6282011 B1 6134003 A 5321501 A 5956355 A 2001036002 A1		28-01-1999 17-06-1999 09-02-1994 15-12-2003 15-12-1994 08-04-2004 17-10-1995 26-11-2002 29-08-2000 12-11-1992 07-11-1995 12-12-2000 13-05-2003 31-12-2002 28-08-2001 17-10-2000 14-06-1994 21-09-1999 01-11-2001

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No

PCT/EP2005/001164

C.(Continuation) DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category ^a	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 03/086180 A (HAAG-STREIT AG; WAELETI, RUDOLF) 23 October 2003 (2003-10-23) page 7, line 11 – line 18 page 9, line 4 – line 18 page 13, line 10 – page 15, line 33 page 18, line 17 – page 19, line 11; claims 7-9; figures 4,7-9 -----	1-19
A	WO 92/19930 A (MASSACHUSETTS INSTITUTE OF TECHNOLOGY; SWANSON, ERIC, A) 12 November 1992 (1992-11-12) page 18, line 16 – page 25, line 14 page 47, line 4 – page 49, line 18; figures 1,3 -----	1-19

INTERNATIONALE RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2005/001164

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument		Datum der Veröffentlichung		Mitglied(er) der Patentfamilie		Datum der Veröffentlichung
DE 19624167	A1	16-01-1997	AT CH JP US	107495 A 691624 A5 9133509 A 5847827 A		15-06-1996 31-08-2001 20-05-1997 08-12-1998
WO 0204884	A	17-01-2002	DE AU CA WO EP US	10033189 C1 7836401 A 2412737 A1 0204884 A1 1301751 A1 2004090633 A1		06-09-2001 21-01-2002 18-12-2002 17-01-2002 16-04-2003 13-05-2004
WO 03086180	A	23-10-2003	AU WO EP	2003218590 A1 03086180 A2 1494575 A2		27-10-2003 23-10-2003 12-01-2005
WO 9219930	A	12-11-1992	DE DE EP JP JP JP US US US WO US US US US US US US US US US US	69227902 D1 69227902 T2 0581871 A1 3479069 B2 6511312 T 2004105708 A 5459570 A 6485413 B1 6111645 A 9219930 A1 5465147 A 6160826 A 6564087 B1 6501551 B1 6282011 B1 6134003 A 5321501 A 5956355 A 2001036002 A1		28-01-1999 17-06-1999 09-02-1994 15-12-2003 15-12-1994 08-04-2004 17-10-1995 26-11-2002 29-08-2000 12-11-1992 07-11-1995 12-12-2000 13-05-2003 31-12-2002 28-08-2001 17-10-2000 14-06-1994 21-09-1999 01-11-2001